



**This is to certify that the following application annexed hereto
is a true copy from the records of the Korean Intellectual
Property Office.**

출 원 번 호 : 특허출원 2004년 제 0001993 호
Application Number 10-2004-0001993

출 원 년 월 일 : 2004년 01월 12일
Date of Application JAN 12, 2004

출 원 인 : 학교법인 고황재단 외 3명
Applicant(s) KOOHWANG FOUNDATION, et al.

2004 년 12 월 6 일

특 허 청

COMMISSIONER



【서지사항】

【유형】	특허출원서
【관리구분】	특허
【신청처】	특허청장
【발조번호】	0001
【출발지】	2004.01.12
【국제특허분류】	G01R
【발명의 명칭】	도전율 및 전유민도를 영상화하는 시스템 및 방법
【발명의 영문명칭】	System and Method for visualizing conductivity and current density
출원인	
【명칭】	학교법인 고흥재단
【출원인 코드】	2-1999-901357-1
출원인	
【성명】	우응제
【출원인 코드】	4-2000-050251-1
출원인	
【성명】	권오인
【출원인 코드】	4-2000-050247-1
출원인	
【성명】	서진근
【출원인 코드】	4-2000-050249-4
대리인	
【성명】	심창섭
【대리인 코드】	9-1998-000279-9
【포괄위임등록번호】	2003-080342-5
【포괄위임등록번호】	2000-062042-1
【포괄위임등록번호】	2000-062029-6
【포괄위임등록번호】	2000-062039-4

대리인

성명 김 용 인

대리인코드 9-1998-000022-1

포괄위임등록번호 2003-080343-2

포괄위임등록번호 2000-062043-9

포괄위임등록번호 2000-062033-1

포괄위임등록번호 2000-062041-4

명자

성명 우 응 지

출원인코드 4-2000-050251-1

명자

성명 권 오 인

출원인코드 4-2000-050247-1

명자

성명 서 진 근

출원인코드 4-2000-050249-4

우선권 주장

출원국명 KR

출원종류 특허

출원번호 10-2003-0041569

출원일자 2003.06.25

증명서류 첨부

심사청구 청구

특허법 제42조의 규정에 의한 출원. 특허법 제60조의 규정에 의한 출원심사를 청구합니다. 대리인 심창선 (인) 대리인 김용인 (인)

수수료

기본출원료	29	면	38,000	원
가산출원료	0	면	0	원
우선권 주장료	1	건	26,000	원
심사청구료	7	항	333,000	원

【합계】	397,000	원
- 【감면사유】	학교	
【감면후 수수료】	211,500	원

【요약서】

1. 요약】

본 발명은 측정대상물의 도전을 및 전류밀도값 보다 정확하게 영상화할 수 있는
전을 및 전류밀도값 영상화하는 시스템 및 방법에 관한 것으로, 측정대상 내에 서
다른 방향의 전류들을 주입하는 전류주입수단들과, 상기 전류들에 의해 상기 측정
상 내에서 발생하는 자속밀도의 한 방향 성분을 측정하는 MRI 장치와, 상기 측정된
자속밀도의 한 방향 성분을 이용하여 상기 측정대상물의 내부 전압을 계산하며, 상기
속밀도 성분을 한번 미분하는 연산과정을 통해 상기 측정대상 내부의 도전율을 계
하는 연산부와, 상기 계산된 도전율을 이용하여 상기 측정대상물의 내부를 영상화하
디스플레이 수단을 포함한다.

2. 표도】

도 1

3. 인어】

전류, 전류밀도, MRI, MREIT

【명세서】

발명의 명칭]

도전을 및 전류밀도를 영상화하는 시스템 및 방법[System and Method for
ualizing conductivity and current density]

도면의 간단한 설명]

도 1은 본 발명에 따른 도전을 및 전류밀도 영상화 시스템을 나타낸 도면

도 2는 도 1의 전류주입수단의 일 실시예를 나타낸 도면

도 3a 및 3b는 도 1의 전류주입수단의 다른 실시예를 나타낸 도면

도 4는 측정대상 내부의 전류 흐름을 나타낸 도면

도면의 주요부분에 대한 부호의 설명

- | | |
|--------------|----------------|
| 100 : 전류주입수단 | 200 : MRI 장치 |
| 300 : 연산부 | 400 : 디스플레이 수단 |
| 500 : 전류원 | 21,31 : 전극 |
| 23,33 : 도전 | 25,35 : 절연용기 |
| 37 : 전해물질 | |

발명의 상세한 설명]

발명의 목적]

발명이 속하는 기술분야 및 그 분야의 종래기술]

본 발명은 인체나 물체 등과 같은 측정대상 내의 도전을 (또는 저항률)과 전류밀
도를 영상화하는 방법 및 그를 위한 시스템에 관한 것이다.

일반적으로 인체 또는 물체의 내부 구조를 영상화하는데는 X-선, MRI, 초음파 등이 사용되고 있다. 그러나 이들 방법들은 인체 또는 물체의 전기적 특성을 영상화하는 못한다.

이러한 문제를 해결하기 위한 노력으로, 1989년에는 MRI 기술을 활용하여 측정상 내부의 전류밀도를 영상화하는 기술이 캐나다 토론토대학의 연구팀에 의해 최초 제안되었고, 그 이후에도 관련된 연구가 활발히 진행되어 왔다. 이것이 CDI (Current Density Imaging) 기술이다.

기존의 CDI 기술은 주입된 전류 I로부터 유도된 자속밀도 B를 MRI 기술을 이용하여 측정하고, 암페어법칙인 $\nabla \times B = \frac{1}{\mu_0} J$ 로 전류밀도 J를 계산하여 내부 전류밀도를 영상화하는 기술이다.

그러나 이 CDI 기술은 3가지 성분 (B_x, B_y, B_z)을 갖는 자속밀도 B를 얻기 위해서 측정대상을 MRI 장비 내에서 회전시켜야 한다는 단점을 가진다. 이는 MRI 장비 내 측정대상이 위치하고 있을 때, MRI 장비의 특성상 주자장(main magnetic field)의 방향과 일치되는 방향인 z-방향 성분의 자속밀도 즉 B_z 만이 측정 가능하기 때문이

즉 MRI 장비가 한 번에 측정 가능한 성분은 B_z 성분 하나이기 때문에, 기존의 CDI 기술은 세 방향성분의 자속밀도 벡터 값을 모두 획득하기 위하여 MRI 장비 내에 측정대상(인체 또는 물체)을 회전시켜야 한다는 심각한 문제점을 가지고 있다.

또한 인체 또는 물체의 전기적 특성을 영상화하기 위한 기존 기술로는, 1970년 말부터 활발히 연구되어온 전기임피던스단층촬영(EIT : Electrical Impedance

ography) 기술이 있다. 이 EIT 기술은 측정대상의 전기적 특성을 나타내는 저항률 또는 도전율) 영상을 제공한다.

그 EIT 기술은 주로 인체를 측정대상으로 하여, 그 인체의 표면에 여러 개의 전극을 부착하여 인체 내부의 저항률을 영상화한다. 즉 인체의 표면에 부착된 여러 전극을 통해 전류를 인가한 후에 다시 표면에 부착된 전극을 통해 전압을 측정하여 체 내부의 저항률을 영상화하는 기술이다.

이렇게 인체 내부를 저항률에 따라 영상화할 수 있는 것은 혈액, 뼈, 허파, 심장, 뼈 등의 인체 내부의 생체조직들이 서로 다른 전기적 특성을 가지기 때문이다.

그러나 EIT 기술이 가지고 있는 근본적인 결점 때문에, EIT 기술에 의해 복원된 영상은 부정확하고 저해상도만을 지원하였다. 즉 EIT 기술에 의해 측정된 전류-전압 데이터는 인체 내부의 저항률 변화에 지극히 둔감하다는 근본적인 결점을 갖는다. 따라서 EIT 기술은 임상적인 이용이 어려운 실정이다.

EIT 기술에서 기존의 CDI 기술을 적용한다 하더라도, 측정대상 (인체 또는 물체) 회전시켜야 하기 때문에 그 기술적 문제점을 해결할 수 없다.

[발명이 이루고자 하는 기술적 과제]

본 발명의 목적은 상기한 기존의 기술들의 단점을 보완하기 위해 안출한 것으로, 측정대상을 회전시키지 않고도 간단한 연산과정을 통해 측정대상의 전기적 특성 (도전율 및 전류밀도)을 정확한 고해상도로 영상화할 수 있는 도전율 및 전류밀도 영상화 방법 및 그를 위한 시스템을 제공하는 데 있다.

발명의 구성 및 작용]

상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 도전을 및 전류밀도의 영상화 시뮬레이션 방법의 실시예는, 측정대상 내에 서로 다른 방향의 전류들을 주입하는 전류주입수단들과, 상기 전류들에 의해 상기 측정대상 내에서 발생하는 자속밀도의 한 방향 성분을 측정하는 측정장치와, 상기 측정된 자속밀도의 한 방향 성분을 이용하여 상기 측정대상의 내부 전압을 계산하며, 상기 자속밀도 성분을 한번 미분하는 연산과정을 통해 상기 측정대상의 내부의 도전율을 계산하는 연산부와, 상기 계산된 도전율을 이용하여 상기 측정대상의 내부를 영상화하는 디스플레이 수단을 포함한다.

본 발명의 도전을 및 전류밀도 영상화 방법은, 측정대상 표면에 부착된 전류주입수단들을 통해 상기 측정대상 내부에 서로 다른 방향의 전류들을 공급하는 단계와: 상기 전류들에 의해 상기 측정대상 내에서 발생하는 자속밀도의 한 방향 성분을 측정하는 단계와: 상기 측정된 자속밀도의 한 방향 성분을 한번 미분하는 연산과정을 통해 상기 측정대상 내부의 도전율을 계산하는 단계와: 상기 계산된 도전율을 이용하여 상기 측정대상 내부를 영상화하는 단계를 포함한다.

상기 도전율을 계산하는 단계는, 임의의 도전율에 상응하는 상기 측정대상의 내부 전압을 계산하는 단계와: 상기 자속밀도의 성분과 상기 계산된 내부전압을 이용하여 도전율을 계산하는 단계를 포함한다.

상기 도전율을 계산하는 단계에서, 아래의 수학식들 중 하나에 상기 자속밀도 성분 B_z 과 상기 내부 전압 V 을 대입하여 상기 측정대상 내부의 도전율을 계산한다.

-

$$\sigma = \left| \frac{\partial V'}{\partial x} \left(\frac{\partial H'}{\partial y} + I_z [V'] \right) + \frac{\partial V'}{\partial y} \left(\frac{\partial H'}{\partial x} + M [V'] \right) \right|$$

수학식
$$\left(\frac{\partial V'}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial V'}{\partial y} \right)^2$$

여기서, $H' = H + \frac{1}{\mu_0} H''$, $I_z [V'] = \frac{\partial V'}{\partial y} - \frac{\partial W_z}{\partial x} + \frac{\partial W_x}{\partial y}$,
 $M [V'] = \frac{\partial V'}{\partial x} + \frac{\partial W_z}{\partial y} - \frac{\partial W_y}{\partial z}$,
$$W_z(r) = \int \int \int \frac{1}{4\pi r - r'} \frac{\partial}{\partial z} [\sigma \nabla V'(r')] dV$$

수학식
$$\int_S \sigma \nabla V' \cdot \nabla \psi d\sigma = \frac{1}{\mu_0} \int_S \nabla H_z' \cdot \nabla \psi d\sigma$$

(여기서, $\nabla = \left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y} \right)$, $L = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix}$)

이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 일실시예를 상세히 설명하면
음과 같다.

도 1은 본 발명에 따른 영상화 시스템의 구성을 나타낸 도면이다. 도 1에 도시
바와 같이, 본 발명에 따른 영상화 시스템은, 인체나 물체 등과 같은 측정대상 (S)
내부에 여러 방향 (j=1,2,...,N)의 전류들을 차례로 주입하는 다수의 전류주입수단
(00)들과, 상기 측정대상 (S) 내부에 주입된 전류들에 따른 상기 측정대상 (S) 내의
속밀도들을 측정하는 MRI 장치 (200)와, 상기 주입된 전류들에 따른 상기 측정대상
(S) 표면의 전압과 상기 측정된 자속밀도값 이용하여 상기 측정대상 (S) 내부의 도전
분포 (conductivity distribution)와 전류밀도 분포 (current density
distribution)를 계산하는 연산부 (300)와, 상기 측정대상 (S)의 내부를 도전율 (또는

향들) 영상 및 전류밀도 영상으로 나타내는 디스플레이 수단 (400) 과, 상기 전류주
수단 (100)에 전류를 공급하는 전류원 (500)을 포함한다.

상기 전류주입수단 (100)은, 구리와 같은 비자성의 금속이나 도전율이 매우 큰
료로 이루어진 전극 (21)과, 상기 전극 (21)에 전류를 공급하는 도선 (wire) (23)을 포
한다. 상기 측정대상 (S)의 표면에 상기 전극 (21)을 직접적으로 부착시키는 것이 가
하지만, 상기 측정대상 (S)의 표면 (boundary)에서 자속밀도의 왜곡을 방지하기 위해
상기 전극 (21)을 상기 측정대상 (S)의 표면으로부터 이격 (separate)시키는 것이 바람
하다. 따라서 본 발명의 전류주입수단 (100)의 일 실시예는, 도 2에 도시한 바와 같
상기 전극 (21)을 상기 측정대상 (S)으로부터 이격시키기 위해 상기 전극 (21)과 부
되는 절연용기 (25)를 더 포함한다. 상기 절연용기 (25)의 한쪽 면은 상기 전극 (21)
부착되고, 다른 면은 개방된 상태로 상기 측정대상 (S)과 접촉한다. 그리고 상기
연용기 (25)의 내부에는 전해질 젤이나 전해질 용액을 흡수한 스폰지가 삽입되어져
다. 전해질 젤이나 전해질 용액을 흡수한 스폰지는 전극 (21)으로부터 공급되는 전
가 절연용기 (25) 내에 균일하게 흐르게 한다. 이처럼 절연용기 (25)를 이용하여 상
전극 (21)을 측정대상 (S)의 표면으로부터 일정 간격만큼 이격시킴과 동시에 전해질
젤이나 전해질 용액을 흡수한 스폰지를 이용하여 상기 측정대상 (S)에 전류를 균일하
공급함으로써, 전극 (21)과 접촉하는 측정대상 (S)의 표면 근처에서 MRI 영상의 왜
을 줄일 수 있다.

본 발명의 전류주입수단 (100)의 다른 실시예는, 도 3a 및 3b에 도시한 바와 같
전극 (31)과, 상기 전극 (31)에 연결된 도선 (33)와, 상기 전극 (31)을 부착한
구형 (半球形)의 절연용기 (35)를 포함한다. 상기 절연용기 (35)의 한쪽 면은 상기 전

(31)과 부착되고, 다른 면은 개방된 상태로 상기 측정대상 (S)과 접촉한다. 그리고 기 절연용기 (35)의 내부에는 전해질 젤이나 전해질 용액을 흡수한 스폰지 (37)가 삽되어져 있다.

상기 전류주입수단 (100)들은 측정대상 (S)의 둘레에 부착되고, 한번에 두 개의 전류주입수단 (100)에만 전류가 흐르게 된다. 따라서 두 개의 전류주입수단 (100)에 의 상기 측정대상 (S)내에 전류가 공급된다. 전류주입수단 (100)의 개수단 E라고 가정할 때, 상기 측정대상 (S) 내에 전류를 주입하기 위한 전류주입수단 (100) 쌍에 대한 쌍의 수 N은 E(E-1)/2 개이다. 이는 상기 측정대상 (S)내에서 흐르는 전류 경로의 수와 같다. 상기 전류주입수단 (S)의 쌍 사이의 주입 전류들 I^j ($j=1,2,\dots,N$)라고 한다. 상기 전류 I^j 는 상기 측정대상 (S) 내에서 전류 밀도 $J = (J_x, J_y, J_z)$ 를 발생시킨다.

상기 MRI 장치 (200)는 상기 전류 I^j 에 따른 상기 측정대상 (S) 내의 자속 밀도 B^j 를 측정한다. 특히, 상기 자속 밀도 B^j 중 상기 MRI 장치 (200)의 주자장 (main magnetic field)과 평행한 z방향에 해당하는 자속 밀도의 성분 B_z^j 를 측정한다. 즉, 상기 MRI 장치 (200)는 상기 측정대상 (S) 내에 주입된 각 전류 ($I^1, I^2, I^3, \dots, I^N$)에 해 발생하는 자속 밀도 $(B_x^1, B_x^2, \dots, B_x^N)$ 를 측정한다.

상기 연산부 (300)는 전류주입수단 (100) 쌍을 차례로 선택하며 상기 선택된 전류주입수단 (100) 쌍으로 하여금 상기 측정대상 (S) 내에 전류를 주입하도록 상기 전류주입수단 (100)들을 제어한다. 또한 상기 연산부 (300)는 상기 MRI 장치 (200)에 의해 측정된 자속 밀도

상기 선정된 알고리즘에 적용하여 상기 측정대상 (S) 내부의 도전을 σ 와 전류밀도 J_i 를 계산한다. 여기서, 상기 도전을 σ 은 저항률 ρ 의 역수이므로 $1/\rho$ 로 표현된 있다. 그리고, 상기 디스플레이 수단 (400)은 상기 도전을 σ 및 전류밀도 J_i 에 따라 상기 측정대상 (S)의 내부들 각각 영상화한다.

본 발명에 따른 영상화 방법과 그에 이용되는 알고리즘을 구체적으로 설명하면 다음과 같다.

먼저, 도 1에 도시한 바와 같이, 측정대상 (S)의 둘레 즉, 신체의 둘레에 다수의 전류주입수단 (100)이 부착된다. 도전을 σ 를 구하기 위해서는 측정대상 (S) 내부에 차례로 주입되는 전류들은 2가지 이상의 방향으로 주입되어야 하기 때문에 상기 전류주입수단 (100)은 적어도 3개 이상 필요하며 적절한 간격으로 배치되어야 한다.

상기 측정대상 (S)의 표면에 상기 전류주입수단 (100)이 부착된 상태로 상기 측정대상 (S)을 MRI 장치 (200) 내에 위치시킨 후에, 상기 전류주입수단 (100) 쌍을 하나씩 차례로 선택하고, 차례로 선택되는 상기 전류주입수단 (100) 쌍을 통해 상기 측정대상 (S) 내부에 전류 I_j ($j=1,2,\dots,N$)를 차례로 공급한다. 이때, MRI 장치 (200)는 상기 측정대상 (S) 내에 주입된 각 전류들 (I^1, I^2, \dots, I^N)에 의해 각각 발생하는 상기 측정대상 (S) 내의 자속 밀도 (B^1, B^2, \dots, B^N)와 상기 측정대상 (S)의 표면 전압 $V^j|_{\partial S}$ 를 측정한다. 상기 MRI 장치 (200)는 z 방향에 해당하는 자속 밀도의 성분만을 측정한다. 여기서, 상기 표면 전압 $V^j|_{\partial S}$ 은 상기 선택된 전류주입수단 (100) 쌍을 통해 상기 측정대상 (S)에 전류가 공급될 때, 선택되지 않은 전류주입수단 (100)들과 측정대상 (S) 사

의 경계면 (boundary)에서의 전압이다. 즉, 상기 표면 전압 V_{is}^{ij} 은 상기 선택되지 않은 전류주입수단 (100)들에 의해 측정된다.

이어, 상기 연산부 (300)는, 상기 전류 (I^1, I^2, \cdots, I^N) 에 의해 발생하는 상기 측정대상 (S)의 표면 전압 V_{is}^{ij} 과, 상기 MRI 장치 (200)에 의해 측정된 자속 밀도 $B_x^1, B_x^2, \cdots, B_x^N$ 를 설정된 알고리즘에 적용하여 상기 측정대상 (S) 내부의 도전율과 유밀도를 계산한다.

상기 자속밀도 B_x 및 상기 표면 전압 V_{is}^{ij} 를 이용하여 측정대상 (S) 내부의 전을 σ 과 전류밀도 J 를 계산하는 알고리즘에 사용되는 수학적식들을 설명하면 다음 같다.

- S : 측정대상
- ∂S : 측정대상의 표면
- g^j : 측정대상 표면에서 주입전류에 따른 전류밀도 성분
- $n=(n_x, n_y, n_z)$: 측정대상 표면에서의 법선 벡터
- V^j : 주입전류에 따른 측정대상 내의 전압
- $J^j=(J_x^j, J_y^j, J_z^j)$: 전류밀도
- μ_0 : 자유공간에서의 투자율 (magnetic permeability)
- 도전율

의 계산에 자속밀도 \vec{B} 와 전류밀도 \vec{J} 사이의 막스웰 관계식 $\nabla \times \vec{B} = \mu_0 \vec{J}$ 을 이
 한다. 상기 관계식의 양변에 벡터함수 \vec{v} 를 내적한 후 양변을 측정영역 S에서 삼
 적분하고, 오옴의 법칙 $\vec{J} = \sigma \nabla V$ 을 이용하면 다음의 수학적 1을 얻게 된다. 여기
 μ_0 는 자유공간에서의 투자율 (magnetic permeability)이다.

수학적 1]
$$\int_S \vec{v} \times \vec{B} \cdot \vec{\tau} d\vec{r} = \mu_0 \int_S \sigma \nabla V \cdot \vec{\tau} d\vec{r}$$

여기에서 $\vec{r} = (x, y, z)$ 이다. 측정대상을 회전시키지 않고 측정 가능한 자속밀도 성
 은 \vec{B} 만이므로 수학적 1에서 \vec{B}_x 와 \vec{B}_z 를 제거하는 것이 필요하다. 이를 위해서
 음의 수학적 2와 같은 함수의 집단을 설정한다.

수학적 2]
$$\Gamma := \left\{ \vec{v} \in H^1(S) : \text{for all } \vec{r} \in \partial S, \begin{aligned} \frac{\partial \vec{v}}{\partial \vec{x}}(\vec{r}) &= 0 = \frac{\partial \vec{v}}{\partial \vec{y}}(\vec{r}) \text{ if } \vec{n} \cdot \vec{e}_3 = 0 \\ \frac{\partial \vec{v}}{\partial \vec{z}}(\vec{r}) &= 0 \quad \text{if } \vec{n} \times \vec{e}_3 = 0 \end{aligned} \right\}$$

여기에서 $\vec{e}_3 = (0, 0, 1)$ 이고, $H^1(S)$ 는 자신과 미분이 모두 제곱적분이 가능한
 (square integrable) 함수의 집합이다.

이제 $\psi \in \Gamma$ 으로 선택하고, 수학적 1에 $\psi = (\frac{\partial \psi}{\partial x}, \frac{\partial \psi}{\partial y}, 0)$ 를 대입하여 발산의 경리
 (divergence theorem)를 적용하면 다음 수학적 3을 유도할 수 있다.

수학적 3]
$$\int_S \sigma L \nabla V \cdot \vec{\nabla} \psi d\vec{r} = \frac{1}{\mu_0} \int_S \nabla B_z^2 \cdot \nabla \psi d\vec{r}$$

여기에서 $\vec{\nabla} = (\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y})$ 이고, $L = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix}$ 인 행렬이다.

상기 MRI 장치 (200)에 의해 측정된 자속밀도 B_z 와 상기 측정대상 (S) 내부의 전위 (φ (1, 2, ..., 7))를 상기 수학적식 3에 대입하면 상기 도전을 σ_m 구할 수 있다. 그러나 상기 측정대상 (S) 내부의 전압 V 를 알지 못하면 상기 측정대상 (S) 내의 실제 전압을 σ_m 구할 수 없다. 상기 측정대상 (S) 내부의 전압 V 는 측정이 불가능하므로 이를 구하기 위해 수학적식 4를 이용한 반쪽알고리즘을 사용한다.

$$\text{수학적식 4]} \quad \int_V \sigma_m \nabla \varphi \cdot \nabla \varphi \, dV = \frac{1}{\mu_0} \int_V \nabla B_z \cdot \nabla \varphi \, dV$$

여기에서 σ_m 은 새로 계산하는 도전율이고 φ_m 는 이전단계의 도전을 σ_m 을 용하여 계산한 측정대상 (S) 내부의 전압이다. 이때, φ_m 는 수학적식 5를 이용하여 FEM (finite element method)와 같은 방법으로 계산할 수 있다.

$$\text{수학적식 5]} \quad \nabla \cdot (\sigma_m \nabla \varphi_m) = 0 \text{ inside } S$$

$$-\sigma_m \nabla \varphi_m \cdot n = g' \text{ on } \partial S$$

$$\int_{\partial S} \varphi_m = 0$$

여기서, 상기 전류밀도 성분 g' 은 선택된 전류주입수단 (100) 쌍과 접촉하지 않 측정대상 (S)의 표면에서 제로 (0)값을 갖는다.

상기의 수학적식들 (수학적식4, 수학적식5)을 이용하여 상기 연산부 (300)가 도전을 σ_{m+1} 및 전압 φ_m 를 계산하는 과정은 다음과 같다. 임의로 초기 도전을 σ_m ($m=0$) 설정하고, 수학적식 5에 상기 초기 도전을 σ_m 과 상기 측정대상 (S) 표면에서의 전류밀도 성분 g' 을 대입하여 상기 측정대상 (S) 내부 및 표면에서의 전압 φ_m 과 φ_{m+1} 을 계산한다. 여기서, 상기 초기 도전을 σ_m 은 매질이 균질하다는 가정 하에 동일

으로 설정되거나 또는 인체의 조직변로 알려져 있는 도전율의 값으로 설정될 수 있
. 그리고 상기 전압들은 임의로 설정된 초기 도전율 σ_m 을 이용하여 계산된 전압
이다.

임의의 초기 도전율 σ_m 을 이용하여 상기 측정대상 (S)의 전압 V_m 이 구해진 이
. 상기 전압 V_m 값과 상기 측정된 자속밀도 B_z 값을 상기 수학적 4에 대입하여
전율 σ_{m+1} 을 계산한다.

상기 계산된 도전율 σ_{m+1} 은 이전 단계의 도전율 σ_m 에 비하여 실제의 도전율
에 더 가까워진다. 왜냐하면, 상기 계산된 도전율 σ_{m+1} 은 상기 측정대상 (S) 내부
실제 자속밀도 B_z 가 고려된 값이기 때문이다.

본 발명에서는 한층 더 실제 도전율에 가까운 도전율을 얻기 위해 반복
(Iteration) 형태의 알고리즘을 이용한다. 즉, 이전 단계의 도전율 σ_m 과 상기 개선
도전율 σ_{m+1} 의 차이를 적분값 $\int \int \int_S |\sigma_m(\vec{r}) - \sigma_{m+1}(\vec{r})|^2 d\vec{r}$ 로 계산하고, 상기 적분 값
설정된 값 ϵ 보다 작은지를 판단한다. 이때 상기 적분 값이 설정된 값 ϵ 보다 크
면 작아질 때까지 m 값을 증가시켜 상술한 바와 같이 상기 수학적 4과 수학적 5를
복 계산한다. 만약, 상기 이전 단계의 도전율 σ_m 의 성분과 상기 계산된 도전율
 σ_{m+1} 의 성분간의 차가 설정된 값 ϵ 보다 작으면 상기 도전율 σ_{m+1} 의 성분들을 실제
전율로 여기고, 상기 도전율 σ_{m+1} 을 이용하여 상기 측정대상 (S) 내부를 영상화한

그러나 상기 계산된 도전율

σ_{ext} 이 실제 자속밀도 B/μ_0 를 고려해서 얻어진 것이라 해도 실제 도전율과 다를 수
다. 즉, 상기 계산된 도전을 σ_{ext} 은 상기 자속밀도 B/μ_0 에 따라 다른 값을 갖지만
제 도전율에 비해 상수 배만큼 크거나 작을 수 있다. 실제 도전율에 대한 상기 계
산된 도전을 σ_{ext} 의 상수 배 차이를 제거하기 위해 본 발명에서는 상기 측정된 표면
전압 V_{IS} 와 상기 계산된 표면 전압 V_{ext} 을 이용하여 상기 도전을 σ_{ext} 를 스
일 (scale) 하는 과정을 추가할 수 있다. 다시 말해서, 상기 측정된 표면 전압
 V_{IS} 와 상기 계산된 표면 전압 V_{ext} 의 비율에 따라 상기 도전을 σ_{ext} 을 상수
로 곱하거나 나눈다. 이로써 보다 더 정확한 도전을 값을 얻을 수 있다.

이후, 상기 도전을 σ_{ext} 을 상기 수학적 5에 대입하여 그에 대응하는 전압, 즉
기 측정대상 (S) 내부의 전압 V 을 계산하고, 상기 도전을 σ_{ext} 과 상기 전압 V 을
용하여 전류밀도 J 를 계산한다. 그리고, 상기 전류밀도 J 를 이용하여 상기 측정
상 (S) 내부를 영상화한다.

이상에서는 수학적 1-5를 이용하는 방법을 기술하였다. 이제 또 다른 수학적들
이용하여 상기 자속밀도 B/μ_0 를 한번만 미분하는 방법을 기술한다.

먼저 벡터 $(\vec{J}_x, \vec{J}_y, 0)$ 를 다음 수학적 6과 같이 분해한다.

$$\text{수학적 6]} \quad (\vec{J}_x, \vec{J}_y, 0) = \nabla w' + \nabla \times w''$$

여기서, w' 는 벡터함수 $w'(\vec{r}) = \int \int \int \frac{1}{4\pi|\vec{r}-\vec{r}'|} \frac{\partial}{\partial x} [\sigma V(\vec{r}')] dV'$ 이고, w'' 는 스칼라
수이다. 여기서 dV' 는 면적소이다.

자속밀도 $\mathbf{H}=(H_x, H_y, H_z)$ 와 전류밀도 $\mathbf{J}=(J_x, J_y, J_z)$ 사이의 관계식 (맥스웰의 법칙 $\frac{1}{\mu_0} \nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}$)을 이용하여, \mathbf{H} 성분과 스칼라 함수 ψ 의 관계를 표현해주는 다음 학식 7을 얻는다.

수학식 7] $\frac{1}{\mu_0} H_z = \psi_x + \psi_y$

$$\begin{cases} \nabla^2 \psi = 0 & \text{in } S \\ \mathbf{T} \cdot \nabla \psi = (n_x, n_y, 0) \cdot \mathbf{J} = \frac{1}{\mu_0} \mathbf{T} \cdot \nabla H_z \text{ on } \partial S \end{cases}$$

$$\begin{cases} \nabla^2 \psi = 0 & \text{in } S \\ \nabla \psi \cdot \mathbf{T} = \nabla \times \mathbf{H} \cdot \mathbf{T} \text{ on } \partial S \end{cases}$$

여기서 \mathbf{T} 는 ∂S 의 접선벡터로 $\mathbf{T}=(n_y, n_x, 0)$ 을 표현한다.

수학식 7을 수학식 6에 적용하면 다음 수학식 8을 얻게 된다.

수학식 8] $J_x = \frac{\partial H_x}{\partial y} + L[\psi], J_y = \frac{\partial H_y}{\partial x} + M[\psi]$

여기서, $H_x = H(\frac{1}{\mu_0} H_z, [\psi]) = \frac{\partial \psi}{\partial y} + \frac{\partial H_x}{\partial x} + \frac{\partial H_z}{\partial x}$,
 $M[\psi] = \frac{\partial \psi}{\partial x} + \frac{\partial H_y}{\partial y} + \frac{\partial H_z}{\partial z}$ 이다.

상기 수학식 8에서 기호 $L[\psi], M[\psi]$ 를 사용한 이유는 상기 두 함수 값이 ψ 와 정데이터 값 H_x, H_y 에 의해 결정되기 때문이다. 상기 수학식 8과 오옴의 법칙 $\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}$ 를 이용하면 다음 수학식 9를 얻을 수 있다.

수학식 9]
$$\alpha = \frac{\left| \left(\frac{\partial \psi}{\partial x} \left(\frac{\partial H_x}{\partial y} + L[\psi] \right) + \frac{\partial \psi}{\partial y} \left(\frac{\partial H_y}{\partial x} + M[\psi] \right) \right) \right|}{\left(\frac{\partial \psi}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial \psi}{\partial y} \right)^2}$$

상기 MRI 장치 (200)에 의해 측정된 자속밀도 \vec{B}_m 와 상기 측정대상 (S) 내부의 전압 V ($j=1,2,\dots,N$)를 상기 수학적 9에 대입하면 상기 도전을 σ_m 를 구할 수 있다. 상기 수학적 9를 이용하면 상기 자속밀도 \vec{B}_m 와 상기 내부 전압 V 를 한번만 미분하여도 도전을 σ_m 를 구할 수 있다. 그러나 상기 측정대상 (S) 내부의 전압 V 를 알지 못하면 상기 측정대상 (S) 내의 실제 도전을 구할 수 없다. 상기 측정대상 (S) 내부의 전압 V 는 측정이 불가능하므로 이를 구하기 위해 수학적 10을 이용한 반복알고리즘을 사용한다.

수학적 10]
$$\sigma_{m+1} = \frac{\left| -\frac{\partial V_m'}{\partial x} \left(\frac{\partial H'}{\partial y} + L(V_m') \right) + \frac{\partial V_m'}{\partial y} \left(\frac{\partial H'}{\partial x} + \lambda \mu(V_m') \right) \right|}{\left(\frac{\partial V_m'}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial V_m'}{\partial y} \right)^2}$$

여기에서 σ_{m+1} 은 새로 계산하는 도전율이고 V_m' 는 이전단계의 도전을 σ_m 을 용하여 계산한 측정대상 (S) 내부의 전압이다. 이때, V_m' 는 수학적 11을 이용하여 M(finite element method)와 같은 방법으로 계산할 수 있다.

수학적 11]
$$\nabla \cdot (\sigma_m \nabla V_m') = 0 \quad \text{inside } S$$

$$-\sigma_m \nabla V_m' \cdot \nu = g^i \quad \text{on } \partial S$$

$$\int_{\partial S} V_m' = 0$$

여기서, 상기 전류밀도 성분 g^i 은 선택된 전류주입수단 (100) 쌍과 접촉하지 않은 측정대상 (S)의 표면에서 제로 (0)값을 갖는다.

상기의 수학적식(수학적식10, 수학적식11)을 이용하여 상기 연산부(300)가 도전을 σ_{n+1} 및 전압 V_n 을 계산하는 과정은 다음과 같다. 임의로 초기 도전을 σ_n ($n=0$) 설정하고, 수학적식 11에 상기 초기 도전을 σ_n 과 상기 측정대상(S) 표면에서의 전 밀도 성분 J^i 을 대입하여 상기 측정대상(S) 내부 및 표면에서의 전압 V_n 과 V_{n+1} 을 계산한다. 여기서, 상기 초기 도전을 σ_n 은 매질이 균질하다는 가정 하에 일 값으로 설정되거나 또는 인체의 조직별로 알려져 있는 도전율의 값으로 설정될 있다. 그리고 상기 전압들은 임의로 설정된 초기 도전을 σ_n 이용하여 계산된 전압들이다.

임의의 초기 도전을 σ_n 을 이용하여 상기 측정대상(S)의 전압 V_n 이 구해진 이 후, 상기 전압 V_n 값과 상기 측정된 자속밀도 B_z 값을 상기 수학적식 10에 대입하여 도전을 σ_{n+1} 을 계산한다.

상기 계산된 도전을 σ_{n+1} 은 이전 단계의 도전을 σ_n 에 비하여 실제의 도전을 더 더 가까워진다. 왜냐하면, 상기 계산된 도전을 σ_{n+1} 은 상기 측정대상(S) 내부 실제 자속밀도 B_z 가 고려된 값이기 때문이다.

본 발명에서는 한층 더 실제 도전율에 가까운 도전율을 얻기 위해 반복(iteration) 형태의 알고리즘을 이용한다. 즉, 이전 단계의 도전을 σ_n 과 상기 개선 도전을 σ_{n+1} 의 차이를 적분값 $\int \int \int |\sigma_{n+1}(\vec{r}) - \sigma_n(\vec{r})|^2 d\vec{r}$ 로 계산하고, 상기 적분 값 설정된 값 ϵ 보다 작은지를 판단한다. 이때 상기 적분 값이 설정된 값 ϵ 보다 크면 작아질 때까지 n 값을 증가시켜 상술한 바와 같이 상기 수학적식 10과 수학적식 11 반복 계산한다. 만약, 상기 이전 단계의 도전을 σ_n 의 성분과 상기 계산된 도전

σ_{est} 의 성분간의 차가 선정된 값 σ_{est} 보다 작으면 상기 도전을 σ_{est} 의 성분들을 제 도전율로 여기고, 상기 도전을 σ_{est} 을 이용하여 상기 측정대상 (S) 내부단 영상한다.

그러나 상기 계산된 도전을 σ_{est} 이 실제 자속밀도 B_z 를 고려해서 얻어진 것이 해도 실제 도전율과 다를 수 있다. 즉, 상기 계산된 도전을 σ_{est} 은 상기 자속밀도 B_z 에 따라 다른 값을 갖지만 실제 도전율에 비해 상수 배만큼 크거나 작을 수 있다. 실제 도전율에 대한 상기 계산된 도전을 σ_{est} 의 상수 배 차이를 제거하기 위해 발명에서는 상기 측정된 표면 전압 V_{est} 와 상기 계산된 표면 전압 V_{est}^j 을 용하여 상기 도전을 σ_{est} 를 스케일 (scale)하는 과정을 추가할 수 있다. 다시 말해, 상기 측정된 표면 전압 V_{est} 와 상기 계산된 표면 전압 V_{est}^j 의 비율에 따라 상기 도전을 σ_{est} 을 상수 배로 곱하거나 나눈다. 이로써 보다 더 정확한 도전을 값 얻을 수 있다.

이후, 상기 도전을 σ_{est} 을 상기 수학적 11에 대입하여 그에 대응하는 전압, 즉 상기 측정대상 (S) 내부의 전압 V 를 계산하고, 상기 도전을 σ_{est} 과 상기 전압 V 를 용하여 전류밀도 J 를 계산한다. 그리고, 상기 전류밀도 J 를 이용하여 상기 측정상 (S) 내부를 영상화한다.

발명의 효과

상술한 바와 같이, 본 발명은 인체 또는 물체 등과 같은 측정대상을 MRI 장

내에서 회전시키지 않고도 자속밀도의 한 방향 성분만을 이용하여 측정대상 내부 도전을 영상 및 전류밀도 영상을 얻을 수 있다. 또한, 상기 자속밀도의 한 방향 분을 한번만 미분하여 도전율을 계산하므로 간단한 연산과정을 통해 도전율을 얻을 있다.

또한, 전류주입수단을 기존의 MRI 장치와 함께 사용함으로써, 기존의 MRI 장치으로는 얻을 수 없었던 측정대상 내부의 도전을 및 전류밀도를 얻을 수 있으며, 이 이용하여 고화질의 영상을 재현할 수 있다. 게다가 인체 내의 각 지점에서 도전을 방향성분을 알 수 있기 때문에 근육과 같은 인체조직에서의 도전율을 보다 정확히 측정할 수 있다.

또한, 본 발명의 도전을 영상 및 전류밀도 영상을 기존의 의료장비에 적용시킬 있다. 따라서 생리작용에 따라 생체조직의 저항률이 변하는 장기들을 대상으로 한 능영상(functional imaging)을 제공할 수 있으며 이로 인해 새로운 의료 검진 기술 확보할 수 있다. 예를 들어, 호흡에 따른 폐의 용적 측정(폐에 공기가 흡입될 때 배출될 때의 폐 내부의 저항률이 달라짐을 이용한 측정)이나, 심장의 심박출량 측, 위장기능의 측정, 방광 잔료량 측정, 골절 치유상태의 측정, 또는 뇌기능 측정 에 필요한 영상을 제공할 수 있다.

그리고, 인체조직의 전기적인 특성을 정량적으로 알 수 있으므로 각종 전자기 경/근육 자극기(electric/magnetic stimulator), 세동 제거기(defibrillator), 심 조율기(cardiac pacemaker) 등 전자기 에너지를 이용하는 진단기기나 치료기기의 적화가 가능해진다.

이상에서 설명한 내용과 통해 당업자라면 본 발명의 기술 사상을 이탈하지 아니
는 범위에서 다양한 변경 및 수정이 가능함을 알 수 있을 것이다. 따라서 본 발명
기술적 범위는 실시예에 기재된 내용으로 한정되는 것이 아니라 특허 청구의 범위
의해 정해져야 한다.

요구항 1]

측정대상 내에 서로 다른 방향의 전류들을 주입하는 전류주입수단들과,
상기 전류들에 의해 상기 측정대상 내에서 발생하는 자속밀도의 한 방향 성분
측정하는 MRI 장치와,
상기 측정된 자속밀도의 한 방향 성분을 이용하여 상기 측정대상의 내부 전압을
계산하며, 상기 자속밀도 성분을 한번 미분하는 연산과정을 통해 상기 측정대상 내
의 도전율을 계산하는 연산부와,
상기 계산된 도전율을 이용하여 상기 측정대상의 내부를 영상화하는 디스플레이
수단을 포함하는 도전을 및 전류밀도 영상화 시스템.

요구항 2]

제 1 항에 있어서,
상기 연산부는,
수학식

$$\sigma = \frac{\left| -\frac{\partial V'}{\partial x} \left(-\frac{\partial H'}{\partial y} + L[V'] \right) + \frac{\partial V'}{\partial y} \left(-\frac{\partial H'}{\partial x} + M[V'] \right) \right|}{\left(\frac{\partial V'}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial V'}{\partial y} \right)^2}$$
$$\left[\begin{array}{l} \text{여기서, } H' = H + \frac{1}{\mu_0} B', \quad L[V'] = -\frac{\partial V'}{\partial y} - \frac{\partial H'_x}{\partial x} + \frac{\partial H'_z}{\partial x}, \\ M[V'] = -\frac{\partial V'}{\partial x} + \frac{\partial H'_x}{\partial y} - \frac{\partial H'_z}{\partial x}, \\ H'(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi|\vec{r}-\vec{r}'|} \frac{\partial}{\partial x} |\nabla V'(\vec{r})| dV \end{array} \right] \text{에 상기 자속밀도 성분 } B'_x \text{과 상기}$$

부 전압 V 을 대입하여 상기 측정대상 내부의 도전율을 계산하는 것을 특징으로 하는 도전을 및 전류밀도 영상화 시스템.

구항 3]

제 1 항에 있어서,

상기 연산부는,

수학식

$$\int_{\Omega} \nabla V \cdot \nabla \phi = \frac{1}{\mu_0} \int_{\Omega} \nabla B_z \cdot \nabla \phi \quad (\text{여기서, } \nabla = (\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}), L = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix})$$

에 상기 자속밀도 성분 B_z 과 상기 내부 전압 V 을 대입하여 상기 측정대상 내의 도전율을 계산하는 것을 특징으로 하는 도전을 및 전류밀도 영상화 시스템.

구항 4]

측정대상 표면에 부착된 전류주입수단들을 통해 상기 측정대상 내부에 서로 다 방향의 전류들을 공급하는 단계와;

상기 전류들에 의해 상기 측정대상 내에서 발생하는 자속밀도의 한 방향 성분을 측정하는 단계와;

상기 측정된 자속밀도의 한 방향 성분을 한번 미분하는 연산과정을 통해 상기 정대상 내부의 도전율을 계산하는 단계와;

상기 계산된 도전율을 이용하여 상기 측정대상 내부를 영상화하는 단계를 포함하는 도전을 및 전류밀도 영상화 방법.

§구항 5]

제 4 항에 있어서,

상기 도전율을 계산하는 단계는,

임의의 도전율에 상응하는 상기 측정대상의 내부전압을 계산하는 단계와;

상기 자속밀도의 성분과 상기 계산된 내부전압을 이용하여 도전율을 계산하는

계를 포함하는 것을 특징으로 하는 도전을 및 전류밀도 영상화 방법.

§구항 6]

제 5 항에 있어서,

상기 도전율을 계산하는 단계에서,

수학식

$$\sigma = \frac{\left| -\frac{\partial V'}{\partial x} \left(\frac{\partial H'}{\partial y} + L[V'] \right) + \frac{\partial V'}{\partial y} \left(\frac{\partial H'}{\partial x} + M[V'] \right) \right|}{\left(\frac{\partial V'}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial V'}{\partial y} \right)^2}$$

$$\left[\begin{array}{l} \text{여기서, } H' = H + \frac{1}{\mu_0} B', \quad L[V'] = -\frac{\partial V'}{\partial y} \cdot \frac{\partial H'_x}{\partial x} + \frac{\partial H'_y}{\partial x} \cdot \frac{\partial V'}{\partial y}, \\ \quad \quad \quad M[V'] = -\frac{\partial V'}{\partial x} + \frac{\partial H'_x}{\partial y} \cdot \frac{\partial H'_y}{\partial x}, \\ \quad \quad \quad H'(r) = \int_{\Omega} \frac{1}{4\pi|r-r'|} \frac{\partial}{\partial x} |\nabla V'(r')| dA \end{array} \right] \text{에 상기 자속밀도 성분 } B'_x \text{와 상기}$$

부 전압 μ 를 대입하여 상기 측정대상 내부의 도전율을 계산하는 것을 특징으로 하

도전을 및 전류밀도 영상화 방법.

영구항 7]

제 5 항에 있어서,

상기 도전율을 계산하는 단계에서,

수학식

$$\int_{\Omega} \epsilon \nabla \cdot \nabla \phi = \int_{\Omega} \nabla \cdot \nabla \phi \quad (\text{여기서, } \nabla = (\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}), \quad \epsilon = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix})$$

에 상기 자속밀도 성분 B_z 과 상기 내부 전압 V 을 대입하여 상기 측정대상 내의 도전율을 계산하는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도 영상화 방법.

[2]



Fig. 3b]

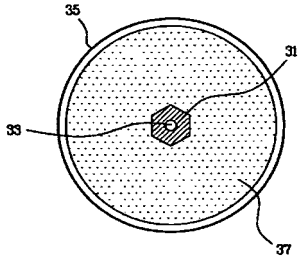
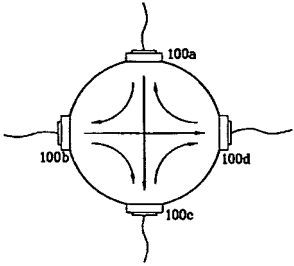


Fig. 4]



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.